

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Tsutomu YAMAKAWA

GAU: 2878

SERIAL NO: 09/521,901

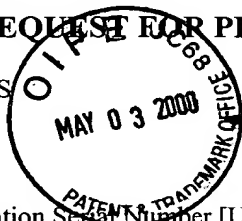
EXAMINER:

FILED: March 9, 2000

FOR: NUCLEAR MEDICAL DIAGNOSTIC APPARATUS

REQUEST FOR PRIORITY

ASSISTANT COMMISSIONER FOR PATENTS
WASHINGTON, D.C. 20231



#3 Priority
Papers
marsha
5/11/00

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number [US App No], filed [US App Dt], is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Provisional Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e).
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
JAPAN	11-063884	March 10, 1999
JAPAN	2000-057522	March 2, 2000

RECEIVED
MAY - 5 2000
TC 2800 MAIL ROOM

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number .
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
(B) Application Serial No.(s)
 - ☐ are submitted herewith
 - ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.

Surinder Sachar

Marvin J. Spivak
Registration No. 24,913

Surinder Sachar
Registration No. 34,423

Fourth Floor
1755 Jefferson Davis Highway
Arlington, Virginia 22202
Tel. (703) 413-3000
Fax. (703) 413-2220
(OSMMN 11/98)

09/521,901



日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1 9 9 9 年 3 月 1 0 日

出 願 番 号

Application Number:

平成 1 1 年 特 許 願 第 0 6 3 8 8 4 号

出 願 人

Applicant (s):

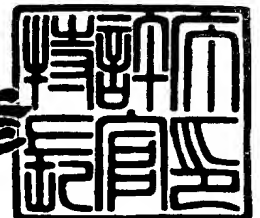
株式会社東芝

RECEIVED
MAY - 5 2000
TC 2800 MAIL ROOM

2 0 0 0 年 2 月 1 4 日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Patent Office

近 藤 隆 彦



出 証 番 号 出 証 特 2 0 0 0 - 3 0 0 6 8 1 1

【書類名】 特許願

【整理番号】 98A9890151

【提出日】 平成11年 3月10日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01T 1/00

【発明の名称】 核医学診断装置

【請求項の数】 25

【発明者】

【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝 那須工場内

【氏名】 山河 勉

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100081411

【弁理士】

【氏名又は名称】 三澤 正義

【電話番号】 03-3361-8668

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 007984

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 核医学診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の検出素子を有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する 1 以上の放射線検出器と、

前記放射線検出器内の複数の検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合、エネルギーが検出された 2 以上の検出位置から前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2】 前記入射位置計算手段は、検出されたエネルギーの合計が入射した放射線のエネルギーに相当するかどうかを判断し、その判断結果に応じて前記放射線の入射位置を計算することを特徴とする請求項 1 に記載の核医学診断装置。

【請求項 3】 前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された複数の検出位置の中の所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする請求項 1 に記載の核医学診断装置。

【請求項 4】 前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置およびエネルギーの値を基にして前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の核医学診断装置。

【請求項 5】 前記入射位置計算手段は、前記放射線検出器の形状および検出されたエネルギーの値から決まり、予め用意されたコンプトン散乱確率で計算される最も確率の高い散乱、吸収順序を基にして、前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする請求項 3 に記載の核医学診断装置。

【請求項 6】 前記入射位置計算手段は、複数の検出位置で検出されたエネルギーの値を比較し、その比較結果を基にして前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする請求項 3 に記載の核医学診断装置。

【請求項 7】 前記入射位置計算手段は、前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として確率的に割り振ることを特徴とする請求項 3 に記載の核医学診断装置。

【請求項 8】 前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置およびエネルギーの値を基にした重心計算の結果から前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の核医学診断装置。

【請求項 9】 前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置を基にした重心計算の結果から前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の核医学診断装置。

【請求項 10】 前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置に応じて、検出されたエネルギーの合計が入射した放射線のエネルギーに相当するかどうかの判断基準を変更することを特徴とする請求項 2 に記載の核医学診断装置。

【請求項 11】 前記入射位置計算手段は、2 以下の検出位置でエネルギーが検出された場合にのみ前記放射線の入射位置の計算を行うことを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 12】 前記入射位置計算手段は、3 以下の検出位置でエネルギーが検出された場合にのみ前記放射線の入射位置の計算を行うことを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 13】 複数の検出素子を有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する 1 以上の放射線検出器と、

前記放射線検出器内の複数の検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合、相対的に小さいエネルギーが検出された 1 以上の検出位置を基にして前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 14】 前記入射位置計算手段は、2 つの検出位置でそれぞれエネルギーが検出され、エネルギーの加算値が所定エネルギー範囲内にある場合には、小さい方のエネルギーが検出された検出位置を前記放射線の入射位置とすることを特徴とする請求項 13 に記載の核医学診断装置。

【請求項 15】 前記入射位置計算手段は、3 つの検出位置でそれぞれエネルギーが検出され、エネルギーの加算値が所定エネルギー範囲内にある場合には、最も大きいエネルギーを除いた残り 2 つのエネルギーが検出された検出位置の中

間位置を前記放射線の入射位置とすることを特徴とする請求項 1 3 に記載の核医学診断装置。

【請求項 1 6】 被検体からの放射線を検出するための複数の検出素子をそれぞれ有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する複数の放射線検出器と、

前記複数の放射線検出器における異なった検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合には、検出されたすべてのエネルギーが同時計数であるかどうかを判定する判定手段と、

前記判定手段により同時計数であると判定された場合には、前記複数の放射線検出器のそれぞれにおいて相対的に小さいエネルギーが検出された 1 以上の検出位置を基にして、前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 1 7】 前記入射位置計算手段の計算結果を基にして前記放射線の入射軌跡を計算する入射軌跡計算手段を備えたことを特徴とする請求項 1 6 に記載の核医学診断装置。

【請求項 1 8】 前記複数の放射線検出器は、前記被検体を挟んで対向配置されていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の核医学診断装置。

【請求項 1 9】 前記複数の放射線検出器は、リング状に配置されていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の核医学診断装置。

【請求項 2 0】 前記複数の放射線検出器の一方に入射した放射線が後方散乱により他方の放射線検出器に入射してエネルギーが検出された場合、この検出されたエネルギーを基にして放射線の吸収補正を行うことを特徴とする請求項 1 7 に記載の核医学診断装置。

【請求項 2 1】 前記検出素子はテルル化カドミウムまたはテルル化カドミウム亜鉛によって構成される半導体セルを備えたことを特徴とする請求項 1 から 2 0 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 2 2】 前記検出素子はシンチレータと光電変換素子を組み合わせて構成されることを特徴とする請求項 1 から 2 0 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 2 3】 前記複数の検出素子は 1 次元または 2 次元に配置されていることを特徴とする請求項 1 から 2 0 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 2 4】 前記放射線は、2 5 0 k e V から 5 1 1 k e V の範囲内のエネルギーを有していることを特徴とする請求項 1 から 2 0 のいずれかに記載の核医学診断装置。

【請求項 2 5】 前記放射線は、ポジトロンに起因して発生するガンマ線であることを特徴とする請求項 2 4 に記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、患者などの被検体に注入された放射性同位元素（ラジオアイソトープ、R I）から放出されるガンマ（ γ ）線のような放射線を 1 次元または 2 次元に検出して被検体内の R I 分布を取得するための核医学診断装置および放射線検出器における放射線の入射位置計算方法に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

例えば、患者などの被検体に放射性同位元素（ラジオアイソトープ、R I）を注入し、その体内から放出されるガンマ線（ γ ）のような放射線を 1 次元または 2 次元放射線検出器によって検出して R I 分布を取得することにより、体内の病変部、血流量、脂肪酸代謝量などの機能分布像を表示するシングルフォトンエミッションコンピュータ断層法（S P E C T）を用いた S P E C T 装置や、複数の放射線検出器を備え、ポジトロン（陽電子）が電子（陰電子）と結合して消滅する際に 1 8 0° 方向に放出されるガンマ線を同時検出してイメージングを行う同時計数ポジトロンエミッションコンピュータ断層法（P E T）を用いた同時計数 P E T 装置が知られている。また、最近では、S P E C T や同時計数 P E T を行うために複数の放射線検出器を備えた S P E C T / P E T 兼用装置が知られるようになってきている。以下、これらの装置全般を核医学診断装置と総称する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

従来、2つの放射線検出器を対向した配置した2検出器対向型のSPECT装置によって同時計数PETを行う方法がある。この方法を実行する場合には、シンチレータと複数の光電子増倍管を複数ちょう密に配置して構成されたアンガー型の放射線検出器を用いることが主流となっている。このアンガー型の放射線検出器に対して、511keVのポジトロンに起因するガンマ線やさらに高いエネルギーを有するガンマ線が入射した場合、入射したガンマ線が放射線検出器の内部において散乱して再度吸収されたり、または散乱や吸収されずにそのまま通過するなどの確率が増加する。そのため、ガンマ線に関する入射位置情報を得ることができず、またアンガー型の放射線検出器における検出原理から生じる入射位置の計算の誤差によって正確な入射位置を計算することができないという問題があった。

【0004】

図1は従来のアンガー型のガンマカメラに用いられる放射線検出器の概略構成を示す図であり、放射線検出器に入射したガンマ線が1回散乱した後に吸収されて2箇所においてほぼ同時にエネルギーが吸収された場合を説明するための図である。図1に示すアンガー型のガンマカメラの放射線検出器は、コリメータ10、シンチレータ11、ライトガイド12、および光電子増倍管13a、・・・、13h、・・・、13nによって構成されている。

【0005】

図1に示すように、患者などの被検体から放出されたガンマ線（エネルギーは e (keV)）がコリメータ10を通過してシンチレータ11に入射し、1回の散乱により2箇所ではほぼ同時にエネルギー e_1 、 e_2 （なお、 $e = e_1 + e_2$ ）が吸収された場合には、（1）真にランダムな同時計数でエネルギーが吸収された、または（2）放射線検出器内において1回の散乱後にエネルギーが吸収されたと想定される。しかし、（1）においては原理的に同時計数の識別を行うことが不可能であり、入射位置が誤計算され、その入射位置に関する情報はイメージングに寄与させることができなくなる。

【 0 0 0 6 】

また、ブロック検出を行う B G O（酸化ビスマスゲルマニウム）検出器を備えた P E T 専用装置においても、B G O 検出器のブロック間でガンマ線が散乱して吸収された場合には、同時に発生した事象（イベント）を分離し、その正確な位置を計算処理して得ることはできなかった。そのため、ガンマ線の入射位置の精度や検出感度が低下しているのが現状であった。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、放射線検出器内に入射した放射線が散乱して吸収されてほぼ同時に複数のピクセルでエネルギーが検出された場合に所定のエネルギー弁別判断処理を行うことにより、放射線の入射位置をより正確に計算でき、検出感度を向上可能な核医学診断装置および放射線検出器における放射線の入射位置計算方法を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、請求項 1 に記載の発明の核医学診断装置は、複数の検出素子を有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する 1 以上の放射線検出器と、前記放射線検出器内の複数の検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合、エネルギーが検出された 2 以上の検出位置から前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

上記請求項 1 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、検出されたエネルギーの合計が入射した放射線のエネルギーに相当するかどうかを判断し、その判断結果に応じて前記放射線の入射位置を計算することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

上記請求項 1 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 3 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された複数の検出位置の中の所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

上記請求項 1 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 4 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置およびエネルギーの値を基にして前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

上記請求項 3 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 5 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、前記放射線検出器の形状および検出されたエネルギーの値から決まり、予め用意されたコンプトン散乱確率で計算される最も確率の高い散乱、吸収順序を基にして、前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

上記請求項 3 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 6 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、複数の検出位置で検出されたエネルギーの値を比較し、その比較結果を基にして前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として決定することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

上記請求項 3 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 7 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、前記所定の検出位置を前記放射線の入射位置として確率的に割り振ることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

上記請求項 4 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 8 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置およびエネルギーの値を基にした重心計算の結果から前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

上記請求項 4 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 9 に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置を基にした重心計算の結果から前記放射線の入射位置を決定することを特徴とする。

【0017】

上記請求項2に記載の発明の核医学診断装置において、請求項10に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、エネルギーが検出された検出位置に応じて、検出されたエネルギーの合計が入射した放射線のエネルギーに相当するかどうかの判断基準を変更することを特徴とする。

【0018】

上記請求項1から10に記載の発明の核医学診断装置において、請求項11に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、2以下の検出位置でエネルギーが検出された場合にのみ前記放射線の入射位置の計算を行うことを特徴とする。

【0019】

上記請求項1から10に記載の発明の核医学診断装置において、請求項12に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、3以下の検出位置でエネルギーが検出された場合にのみ前記放射線の入射位置の計算を行うことを特徴とする。

【0020】

上記課題を解決するために、請求項13に記載の発明の核医学診断装置は、複数の検出素子を有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する1以上の放射線検出器と、前記放射線検出器内の複数の検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合、相対的に小さいエネルギーが検出された1以上の検出位置を基にして前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする。

【0021】

上記請求項13に記載の発明の核医学診断装置において、請求項14に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、2つの検出位置でそれぞれエネルギーが検出され、エネルギーの加算値が所定エネルギー範囲内にある場合には、小さい方のエネルギーが検出された検出位置を前記放射線の入射位置とすることを特徴とする。

【0022】

上記請求項13に記載の発明の核医学診断装置において、請求項15に記載の発明は、前記入射位置計算手段は、3つの検出位置でそれぞれエネルギーが検出

され、エネルギーの加算値が所定エネルギー範囲内にある場合には、最も大きいエネルギーを除いた残り 2 つのエネルギーが検出された検出位置の中間位置を前記放射線の入射位置とすることを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

上記課題を解決するために、請求項 1 6 に記載の発明の核医学診断装置は、被検体からの放射線を検出するための複数の検出素子をそれぞれ有し、前記複数の検出素子によって異なった検出位置で放射線のエネルギーを検出する複数の放射線検出器と、前記複数の放射線検出器における異なった検出位置でほぼ同時にエネルギーが検出された場合には、検出されたすべてのエネルギーが同時計数であるかどうかを判定する判定手段と、前記判定手段により同時計数であると判定された場合には、前記複数の放射線検出器のそれぞれにおいて相対的に小さいエネルギーが検出された 1 以上の検出位置を基にして、前記放射線の入射位置を計算する入射位置計算手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

上記請求項 1 6 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 1 7 に記載の発明は、前記入射位置計算手段の計算結果を基にして前記放射線の入射軌跡を計算する入射軌跡計算手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

上記請求項 1 6 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 1 8 に記載の発明は、前記複数の放射線検出器は、前記被検体を挟んで対向配置されていることを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

上記請求項 1 6 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 1 9 に記載の発明は、前記複数の放射線検出器は、リング状に配置されていることを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

上記請求項 1 6 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 0 に記載の発明は、前記複数の放射線検出器の一方に入射した放射線が後方散乱により他方の放射線検出器に入射してエネルギーが検出された場合、この検出されたエネル

ギーを基にして放射線の吸収補正を行うことを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

上記請求項 1 から 2 0 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 1 に記載の発明は、前記検出素子はテルル化カドミウムまたはテルル化カドミウム亜鉛によって構成される半導体セルを備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

上記請求項 1 から 2 0 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 2 に記載の発明は、前記検出素子はシンチレータと光電変換素子を組み合わせて構成されることを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

上記請求項 1 から 2 0 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 3 に記載の発明は、前記複数の検出素子は 1 次元的または 2 次元的に配置されていることを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

上記請求項 1 から 2 0 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 4 に記載の発明は、前記放射線は、250 keV から 511 keV の範囲内のエネルギーを有していることを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

上記請求項 2 4 に記載の発明の核医学診断装置において、請求項 2 5 に記載の発明は、前記放射線は、ポジトロンに起因して発生するガンマ線であることを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

【 0 0 3 4 】

図 2 はガンマ線の各エネルギーレベルにおけるコンプトン (Compton) 散乱放射線の角度分布を示す図である。図 2 において、例えば、 $\alpha = 1$ (511 keV のエネルギーレベルにほぼ対応する) の場合の角度分布を見ると、散乱角が 0° から 90° の範囲内の前方散乱が確率的に多いことがわかる。このような

傾向は、特に 2 5 0 k e V 以上の中エネルギーのガンマ線または陽電子（ポジトロン）に起因するガンマ線において顕著である。

【0 0 3 5】

図 3 はコンプトン散乱放射線の散乱角とそのエネルギーの関係を示す図であり、散乱角 θ が 0° 、 5° 、 10° 、 20° 、 30° 、 45° 、 60° 、 90° 、 120° 、 180° 、の場合の関係を示している。なお、図 3 において、横軸は入射光子のエネルギー (MeV)、横軸はコンプトン散乱放射線のエネルギー (MeV) を示している。

【0 0 3 6】

図 3 から、入射光子であるガンマ線のエネルギーが 5 1 1 k e V である場合（すなわち、このガンマ線がポジトロンに起因して発生した場合）、散乱放射線である散乱後のガンマ線のエネルギー E は、 170 k e V （散乱角は 180° ） $\leq E < 511\text{ k e V}$ （散乱角は 0° ）の範囲内になるといえる。また、散乱後のエネルギー E が $170\text{ k e V} \leq E < 255\text{ k e V}$ （5 1 1 k e V の $1/2$ 以下）の範囲内にある場合、この関係は図 3 に示す散乱角 θ が $75^\circ \leq \theta < 180^\circ$ の範囲内である場合に対応する。

【0 0 3 7】

従って、この関係および図 2 に示す角度分布から、散乱放射線の散乱角 θ が $75^\circ \leq \theta < 180^\circ$ の範囲内にある確率は、図 2 において黒で塗りつぶされている部分に対応し、全体の 1 5 % 以下であると考えられる。つまり、5 1 1 k e V のエネルギーを有するガンマ線が放射線検出器内に入射して 1 回散乱を起こした場合に、その散乱後のガンマ線のエネルギーは、全体の 8 5 % が 2 5 6 k e V（すなわち 5 1 1 k e V の $1/2$ ）以上になると結論付けられる。

【0 0 3 8】

以上のことから、例えば、後述するように、放射線検出器内にガンマ線が入射して 1 回散乱後に吸収された場合に、ほぼ同時に 2 箇所でエネルギーが検出されたとすると、コンプトン散乱確率からみて、小さいエネルギー値の方がガンマ線の入射位置になる確率が高くなる。

【 0 0 3 9 】

しかし、実際には、放射線検出器の厚さや形状に依存して散乱線の吸収確率が決まるため、上記のようにガンマ線の入射位置は単純には決まらず、放射線検出器の形状に応じたモンテカルロシミュレーションなどにより2箇所での吸収エネルギーのどちらがより確率の高い生起順序であることを予め判定しておくことになる。このことから、放射線検出器の形状または位置に応じ、コンプトン散乱確率で計算される最も確率の高い散乱、吸収順序を基にして、より正確なガンマ線の入射位置を識別することができる。

【 0 0 4 0 】

このような判定を行うことにより、従来のアンガー型のガンマカメラなどにおいては確実に誤計算となっていた2箇所以上での散乱、吸収に関する情報の中で、少なくともその半分の情報が真のエネルギーの吸収位置として計算されるため、計算位置の精度が大幅に向上する。

【 0 0 4 1 】

図4は本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器の概略構成を示す図であり、この放射線半導体検出器に入射したガンマ線の散乱によりほぼ同時に異なる位置（ピクセル）でガンマ線のエネルギーが吸収された場合を説明するための図である。図4に示す本発明の実施の形態の放射線半導体検出器は、コリメータ10と、それぞれピクセルに対応する複数の半導体セル（図示しない）によって構成される半導体センサ20と、半導体センサ20の各半導体セルの後段に1対1に設けられているプリアンプ（図示しない）などで構成される検出処理回路21とを備えている。なお、同時計数PETの場合には、コリメータ10を装着する必要はない。

【 0 0 4 2 】

半導体センサ20を構成する各半導体セルは、検出素子として用いられ、例えば、テルル化カドミウム（CdTe）、またはテルル化カドミウム亜鉛（CdZnTe）によって構成されている。また、半導体センサ20を用いる代わりに、シンチレータ（例えば、ヨウ化ナトリウム（NaI）、LSO（Lutetium oxyorthosilicate）、BGO（酸化ビスマスゲルマニウム）

、ヨウ化セシウム（C s I））と光電変換素子（例えば、ホトダイオード）を組み合わせて構成したシンチレーションセンサを設けることも可能である。

【 0 0 4 3 】

なお、上述した放射線半導体検出器では、 e （k e V）のエネルギーを有するガンマ線が入射し、ほぼ同時に異なるピクセルでエネルギー e_1 、 e_2 が吸収された場合に、吸収されたエネルギーおよびその検出位置に関して複数の計算を行うことが可能なように回路構成されている。従って、真にランダム同時計数で放射線半導体検出器内でエネルギーが吸収された場合、そのエネルギー値の加算処理およびエネルギーの弁別処理によりガンマ線の入射位置を識別することは可能である。

【 0 0 4 4 】

図 5 は図 4 に示す放射線半導体検出器を備えた核医学診断装置の構成を示すブロック図である。図 5 に示す本発明の実施の形態の核医学診断装置は、例えばシングルフォトンエミッションコンピュータ断層法（S P E C T）および同時計数ポジトロンエミッションコンピュータ断層法（P E T）を実行可能な S P E C T / P E T 兼用装置であり、患者などの被検体を挟んで対向配置され、上述した半導体センサ 2 0、3 0 および検出処理回路 2 1、3 1 をそれぞれ有する放射線半導体検出器 5 0、5 1 と、検出処理回路 2 1、3 1 の出力信号（エネルギー信号、位置信号、トリガ信号）を基に種々の信号処理を行う信号処理回路 4 0 と、信号処理回路 4 0 の出力を基に画像再構成を行って S P E C T 画像や P E T 画像などを取得する画像再構成回路 4 1 と、同時計数の計測時において検出処理回路 2 1、3 1 から出力されるトリガ信号を基に半導体センサ 2 0、3 0 で検出されたガンマ線がポジトロンに起因して同時に発生した（同時計数）かどうかを認識する同時計数計測回路 4 2 と、検出処理回路 2 1、3 1 からの出力信号を基にガンマ線の入射位置を計算する入射位置計算回路 4 3 と、入射位置計算回路 4 3 において計算されたガンマ線の入射位置に関する情報を基にしてガンマ線の入射軌跡を計算する入射軌跡計算回路 4 4 と、画像再構成回路 4 1 における画像再構成によって得られた S P E C T 画像や P E T 画像などを表示する表示ユニット 4 5 とを備えている。

【0045】

図6は本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器内に入射したガンマ線の1回の散乱と吸収が生じた場合の一例を説明するための図である。例えば、放射線半導体検出器50内の半導体センサ20に入射したガンマ線について1回の散乱と吸収が生じ、図6に示すように、エネルギー e_1 および e_2 (keV) が2つの異なるピクセルでそれぞれ検出されたと仮定する。この場合、検出したエネルギー e_1 、 e_2 に関するエネルギー信号が検出処理回路21から入射位置計算回路43に入力される。

【0046】

入射位置計算回路43では、エネルギー e_1 、 e_2 を基にして次のようなエネルギー弁別処理が行われる。

【0047】

すなわち、まず、エネルギー e_1 、 e_2 の加算値($e_1 + e_2$)を計算する。次に、この加算値を基にして、 $e_1 + e_2 > e + W$ 、または $e_1 + e_2 < e - W$ の関係が満たされるかどうか(所定エネルギー範囲内にあるかどうか)を判断する。なお、 e は予め設定されているエネルギー値であり、 $e \geq 250 \text{ keV}$ である。ポジトロンに起因したガンマ線のエネルギーを対象とした場合には、 e として511 (keV) が設定される。また、 W は、予め設定されている関心ウインドウに相当する値であり、 e の約5%の値に対応する。

【0048】

$e_1 + e_2 > e + W$ 、または $e_1 + e_2 < e - W$ の関係が満たされる場合には、 $e_1 + e_2$ は e (keV) のエネルギーに起因した事象(例えば、 e が511 (keV) の場合にはポジトロンに起因したガンマ線)に関連しないと判断し、これらのエネルギーに関する情報はイメージングに寄与させないようにする。

【0049】

具体的には、この判断結果を入力位置計算回路43から信号処理回路40に出力する。信号処理回路40では、この判断結果を受けると、検出処理回路21、31から出力される信号の中でこれらのエネルギーに関する信号を除いた他の信号を基にして信号処理を行うことになる。

【 0 0 5 0 】

一方、 $e - W \leq e_1 + e_2 \leq e + W$ の関係が満たされる場合には、 e (k e V) のエネルギーに起因した事象 (例えば、 e が 5 1 1 (k e V) の場合にはポジトロンに起因したガンマ線) に関連するとし、エネルギー e_1 と e_2 において散乱、吸収により確率的に最も高い飛程をモンテカルロシミュレーションなどで予め定めておき、その場合に最初に吸収された位置 (x, y) ((x_1, y_1) または (x_2, y_2)) をガンマ線の入射位置であると判断する。このような計算方法を採用することにより、従来のアンガー型のガンマカメラを用いた場合にはすべて誤計算されていた事象についても、より正確な入射位置の計算を行うことが可能である。なお、このエネルギーの判定基準は、放射線検出器の形状、入射ガンマ線のエネルギーなどに依存し、検出位置ごとに異なるようにすることも可能である。従って、このような場合には、計算された入射位置の精度を飛躍的に向上させることができる。

【 0 0 5 1 】

例えば、上述したテルル化カドミウム (C d T e) やテルル化カドミウム亜鉛 (C d Z n T e) によって構成される半導体セルの 1 0 m m 前後の厚さにおける光電吸収確率は約 7 . 4 %、その散乱確率は約 2 8 . 5 % である。また、1 回散乱した後のガンマ線のエネルギーが半導体センサ 2 0 内で吸収されてしまう確率は、上記の光電吸収確率と比較して無視できない割合で存在する。そのため、アンガー型のガンマカメラにおいてガンマ線の入射位置がすべて誤計算されたと仮定した場合と比較して、上述した計算方法を用いることにより、等価的に検出感度が向上したこと (カウント値が増加したこと) と同様な効果を得ることができる。

【 0 0 5 2 】

なお、同時計数の計測時に、放射線半導体検出器 5 1 内の半導体センサ 3 0 に入射したガンマ線 (ポジトロンに起因したガンマ線) について 1 回散乱と吸収が生じた場合にも、上述と同様な計算方法によりガンマ線の入射位置が計算されることになる。

【0053】

図7は本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器においてガンマ線の2回の散乱および吸収が生じた場合の他の例を説明するための図である。例えば、放射線半導体検出器50内の半導体センサ20に入射したガンマ線について散乱と吸収が生じ、図7に示すように、同時に発生した事象が3つのピクセルに関係する場合、すなわち、エネルギー e_1 、 e_2 、 e_3 (keV) が3つの異なるピクセルでそれぞれ検出された場合を仮定する。この場合、図5に示す場合と同様に、検出したエネルギー e_1 、 e_2 、 e_3 に関するエネルギー信号が検出処理回路21から入射位置計算回路43に入力される。

【0054】

入射位置計算回路43では、エネルギー e_1 、 e_2 、 e_3 を基にして次のようなエネルギー弁別処理が行われる。

【0055】

すなわち、まず、エネルギー e_1 、 e_2 、 e_3 の加算値($e_1 + e_2 + e_3$)を計算する。次に、この加算値を基にして、 $e_1 + e_2 + e_3 > e$ (keV) + W 、または $e_1 + e_2 + e_3 < e - W$ の関係が満たされるかどうかを判断する。なお、上述と同様に、 e は予め設定されているエネルギー値であり、 $e \geq 250$ keVである。ポジトロンに起因したガンマ線のエネルギーを対象とした場合には、 e として511 (keV) が設定される。また、 W は、予め設定されている関心ウインドウに相当する値であり、 e の約5%の値に対応する。

【0056】

$e_1 + e_2 + e_3 > e + W$ 、または $e_1 + e_2 + e_3 < e - W$ の関係が満たされる場合には、 e (keV) のエネルギーに起因した事象（例えば、 e が511 (keV) の場合にはポジトロンに起因したガンマ線）に関連しないと判断し、これらのエネルギーに関する情報は上述したようにしてイメージングに寄与させないようにする。

【0057】

一方、 $e - W \leq e_1 + e_2 + e_3 \leq e + W$ の関係が満たされる場合には、 e (keV) のエネルギーに起因した事象（例えば、 e が511 (keV) の場合に

はポジトロンに起因したガンマ線)に関連するとし、エネルギー e_1 、 e_2 、 e_3 の中で最大のエネルギーを除いた残りの2つのエネルギーが検出された2つの検出位置の中間の位置を計算して、その計算位置をガンマ線の入射位置であるとする。

【0058】

なお、例えば、ポジトロンに起因するガンマ線が放射線半導体検出器に入射した後、最初に散乱して吸収されたガンマ線のエネルギーが最大である場合、これにおいては後方散乱が支配的であり、その後に吸収されたガンマ線の2つのエネルギーは小さくなっているため、平均的に飛程が短い。従って、これら2つのエネルギーが検出された2つの検出位置を平均しても、計算される入射位置のぶれは平均的に少ないと予想される。

【0059】

また、2回目に散乱したガンマ線のエネルギーが最大である場合、1回目の散乱においては前方散乱が支配的であり、最初と最後の散乱で吸収された2つのエネルギーの検出位置を単純平均した方が、アンガー型のガンマカメラにおいて生じる各エネルギーを重み付け加算するよりも平均的に正確な入射位置が計算される。

【0060】

さらに、3回目に散乱したガンマ線のエネルギーが最大である場合、最初の2回の散乱においては前方散乱が支配的であり、最後の散乱における飛程が長いことから、最初の2回の散乱で吸収された2つのエネルギーの検出位置を単純平均することによって入射位置の精度が大きく向上することになる。

【0061】

図7に示すように散乱が3回生じる確率は散乱が2回生じる確率よりもさらに小さくなるが、アンガー型のガンマカメラを用いた場合よりも計算される入射位置の精度を向上させることが可能となる。このように、図6や図7に示すような入射位置の計算処理は、前方散乱を生じる確率が高い(すなわち比較的エネルギーが高い)ガンマ線に対しても適用することができる。

【 0 0 6 2 】

なお、上述は、相対的に小さいエネルギーが2つの検出位置において検出された場合のガンマ線の入射位置の計算についてであるが、3以上の検出位置において相対的に小さいエネルギーが検出された場合においては、それらの検出位置の重心計算を行い、その計算結果である重心の位置をガンマ線の入射位置とすることが出来る。

【 0 0 6 3 】

図8は本発明の実施の形態の2検出器対向型（放射線半導体検出器が被検体を挟んで対向配置されるタイプ）の核医学診断装置であるガンマカメラの概略構成を示す図およびこのガンマカメラを用いたポジトロンイメージングの方法を説明するための図である。図8では、ポジトロンP₀に起因して発生したガンマ線の一方が放射線半導体検出器50に入射して1回散乱後に吸収されるとともに、そのガンマ線の他方が放射線半導体検出器51に入射し、散乱角 α で後方散乱を生じた後、残りのエネルギーに関する後方散乱ガンマ線が放射線半導体検出器50にすべて入射して吸収された場合を想定し、ガンマ線の入射軌跡を計算する。すなわち、図8では、放射線半導体検出器50に同時に3つの事象が生じる一方、放射線半導体検出器51には1つの事象が生じている場合を示している。

【 0 0 6 4 】

同時計数の計測を行う場合においては、被検体Pを挟んで対向配置される2つの放射線検出器50、51にそれぞれ設けられている検出処理回路21、31内のポジトロン発生時間検出回路（図示しない）の出力（トリガ信号）を同時計数計測回路42にそれぞれ入力する。同時計数計測回路42では、これらのトリガ信号を基にして、放射線半導体検出器50において吸収されたガンマ線のエネルギー e_2 、 e_3 、 e_4 と、放射線半導体検出器51において吸収されたガンマ線のエネルギー e_1 とがポジトロンP₀に起因して同時に発生したガンマ線に関するかどうかを判断する。

【 0 0 6 5 】

もし、これらのエネルギーが放射線半導体検出器50、51に同時に入射されたガンマ線に関する（同時計数である）と認識されない場合、これらのエネルギー

ーに関する情報はポジトロンイメージングには寄与させないようにする。一方、これらのエネルギーが放射線半導体検出器 50、51 に同時に入射されたガンマ線に関する認識された場合、この認識結果に応じて、検出処理回路 21、31 から出力されるエネルギー信号および位置信号を基にして、入射位置計測回路 43 では、次のような処理が行われる。

【0066】

まず、図 8 に示すように、放射線半導体検出器 51 において後方散乱が生じ、その結果として後方散乱ガンマ線 BS が放射線半導体検出器 50 に入射した場合、その散乱角度 α は $90^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$ の範囲内にあり、 90° 散乱は約 220 keV に相当する。従って、ここでは、放射線半導体検出器 51 において吸収されたエネルギー e_1 を基にして、 $220 < e_1 < 511 - W$ (keV)、または $e_1 < 170$ (keV) の関係が満たされるかどうかを判断する。なお、W は上述したように関心ウインドウである。

【0067】

$220 < e_1 < 511 - W$ (keV)、または $e_1 < 170$ (keV) の関係が満たされる場合、エネルギー e_1 に関する情報はイメージングに寄与させないようにする。一方、エネルギー e_1 が $170 \leq e_1 \leq 220$ の範囲内である場合には、エネルギー e_1 とエネルギー (e_2 、 e_3 、 e_4) をそれぞれ加算する。すなわち、 $e_1 + e_2$ 、 $e_1 + e_3$ 、 $e_1 + e_4$ により加算値 E_1 、 E_2 、 E_3 を取得する。

【0068】

ここで、どの加算値においても、 E_1 (E_2 、または E_3) $< 511 - W$ (keV)、または E_1 (E_2 、または E_3) $> 511 + W$ (keV) の関係が満たされるかどうかを判断する。もし、どの加算値においてもいずれかの関係が満たされる場合には、これらのエネルギーに関する情報はイメージングには寄与させないようにする。

【0069】

一方、 $511 - W \leq E_1$ (E_2 、または E_3) $\leq 511 + W$ (keV) の関係が満たされる加算値がある場合には、放射線半導体検出器 51 においてエネルギー

— e_1 が検出された位置 (x_1 , y_1) をポジトロンに起因するガンマ線の入射位置であると決定する。ここでは、 $e_1 + e_2$ の加算値 E_1 が $511 - W \leq E_1 \leq 511 + W$ (keV) の関係を満たすことになる。

【0070】

さらに、放射線半導体検出器 50 において検出されたエネルギー e_2 、 e_3 、 e_4 の中で、放射線半導体検出器 51 におけるガンマ線の入射位置の決定に用いられたエネルギー e_2 を除いた残りの 2 つのエネルギー e_3 と e_4 を加算して加算値 E_4 を取得する。

【0071】

ここで、加算値 E_4 を基に、 $E_4 < 511 - W$ 、または $E_4 > 511 + W$ の関係が満たされるかどうかを判断する。もし、加算値 E_4 がこの関係を満たす場合には、図 6 に示す場合と同様な原理により、加算した 2 つのエネルギー e_3 、 e_4 のうち低いエネルギーが検出された位置をポジトロンに起因するガンマ線の放射線半導体検出器 50 に対する入射位置であると決定する。これにより、放射線半導体検出器 50、51 における入射位置を基にしてポジトロンに起因するガンマ線の入射軌跡を計算する。

【0072】

なお、本発明は、放射線半導体検出器 50 に対する入射事象が 3 つである場合に限られず、2 つまたは 4 つ以上である場合にも上述と同様な手法を用いることができる。

【0073】

図 9 は特別なガンマ線吸収補正用線源を用いることなく、図 8 に示すガンマカメラを用いて説明した手法を基に後方散乱線を利用してガンマ線の吸収補正を行う場合を説明するための図である。図 9 においては、図 8 に示すように被検体 P を挟んで対向配置された 2 つの放射線半導体検出器 50、51 においてそれぞれ後方散乱を生じさせることにより、他方の放射線半導体検出器 50、51 に後方散乱線 BS1、BS2 がそれぞれ入射する場合、これらの後方散乱線はある揺らぎをもってエネルギー値の推定が可能であり、このようなエネルギーを有するガンマ線吸収補正線源とも考えることができる。

【 0 0 7 4 】

すなわち、通常の同時計数 P E T 収集を行う場合に上記のような後方散乱線 B S 1、B S 2 を利用する他、放射線半導体検出器 5 0、5 1 においてガンマ線のある検出位置における各角度での後方散乱線のエネルギー分布とその頻度のある代表的な患者モデルから推定することにより、その推定を用いてガンマ線の吸収補正データを簡易に作成することが可能となる。このような手法を用いることにより、ガンマ線吸収補正用線源を用いて特別に吸収補正データを作成することなく、ガンマ線の吸収補正を行うことができる。

【 0 0 7 5 】

図 8 や図 9 において説明した手法は、上述した 2 検出器対向型のガンマカメラを用いた場合に限られず、3 つ以上の放射線検出器を備えたガンマカメラ、放射線検出器がリング状に配置された P E T 専用機などにおいても適用することが可能である。

【 0 0 7 6 】

【発明の効果】

以上、本発明によれば、次のような効果を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

(1) 高エネルギーのガンマ線やポジトロンに起因するガンマ線の放射線検出器に対する入射位置の計算精度を従来の場合と比較して飛躍的に向上させることが可能となるので、画像の分解能をさらに向上させることができる。

【 0 0 7 8 】

(2) (1) のようにガンマ線の入射位置の計算精度を向上させることが可能となり、その効果として等価的にガンマ線のカウント値は上昇するので、検出感度が向上したのと同様になる。

【 0 0 7 9 】

(3) 従来のアンガー型のガンマカメラにおいては検出していなかった後方散乱線に関してもある確率で検出可能となるので、同時計数 P E T における収集感度を向上させることが可能となる。

【0080】

(4) (3) のように後方散乱線を利用することにより、新しい収集を行うことなく、ガンマ線の吸収補正をエミッション収集と同時に行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

従来のアンガー型のガンマカメラに用いられる放射線検出器の概略構成を示す図であり、放射線検出器に入射したガンマ線が1回散乱した後に吸収されて2箇所においてほぼ同時にエネルギーが吸収された場合を説明するための図である。

【図2】

ガンマ線の各エネルギーレベルにおけるコンプトン散乱放射線の角度分布を示す図である。

【図3】

コンプトン散乱放射線の散乱角とそのエネルギーの関係を示す図である。

【図4】

本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器の概略構成を示す図であり、この放射線半導体検出器に入射したガンマ線の散乱によりほぼ同時に異なる位置（ピクセル）でガンマ線のエネルギーが吸収された場合を説明するための図である。

【図5】

図4に示す放射線半導体検出器を備えた核医学診断装置の構成を示すブロック図である。

【図6】

本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器においてガンマ線の1回の散乱および吸収が生じた場合の一例を説明するための図である。

【図7】

本発明の実施の形態の核医学診断装置に用いられる放射線半導体検出器におい

てガンマ線の 1 回の散乱および吸収が生じた場合の他の例を説明するための図である。

【図 8】

本発明の実施の形態の 2 検出器対向型（放射線半導体検出器が被検体を挟んで対向配置されるタイプ）の核医学診断装置であるガンマカメラの概略構成を示す図およびこのガンマカメラを用いたポジトロンイメージングの方法を説明するための図である。

【図 9】

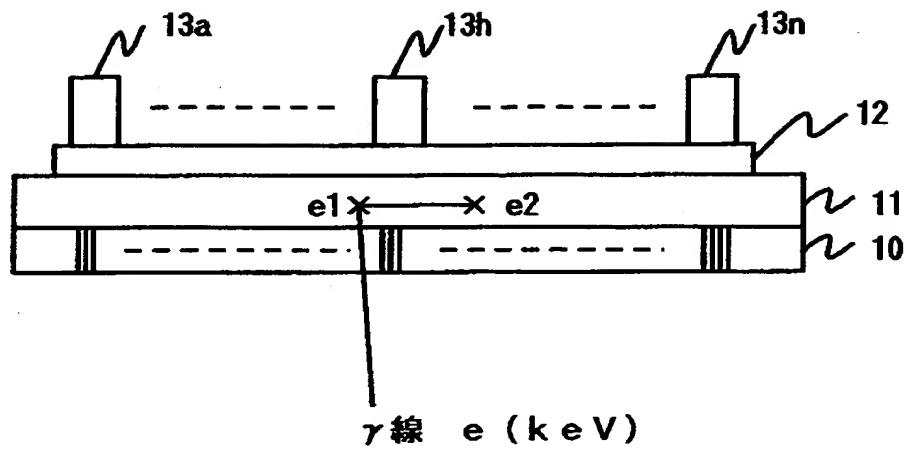
特別なガンマ線吸収補正用線源を用いることなく、図 8 に示すガンマカメラを用いて説明した手法を基に後方散乱線を利用してガンマ線の吸収補正を行う場合を説明するための図である。

【符号の説明】

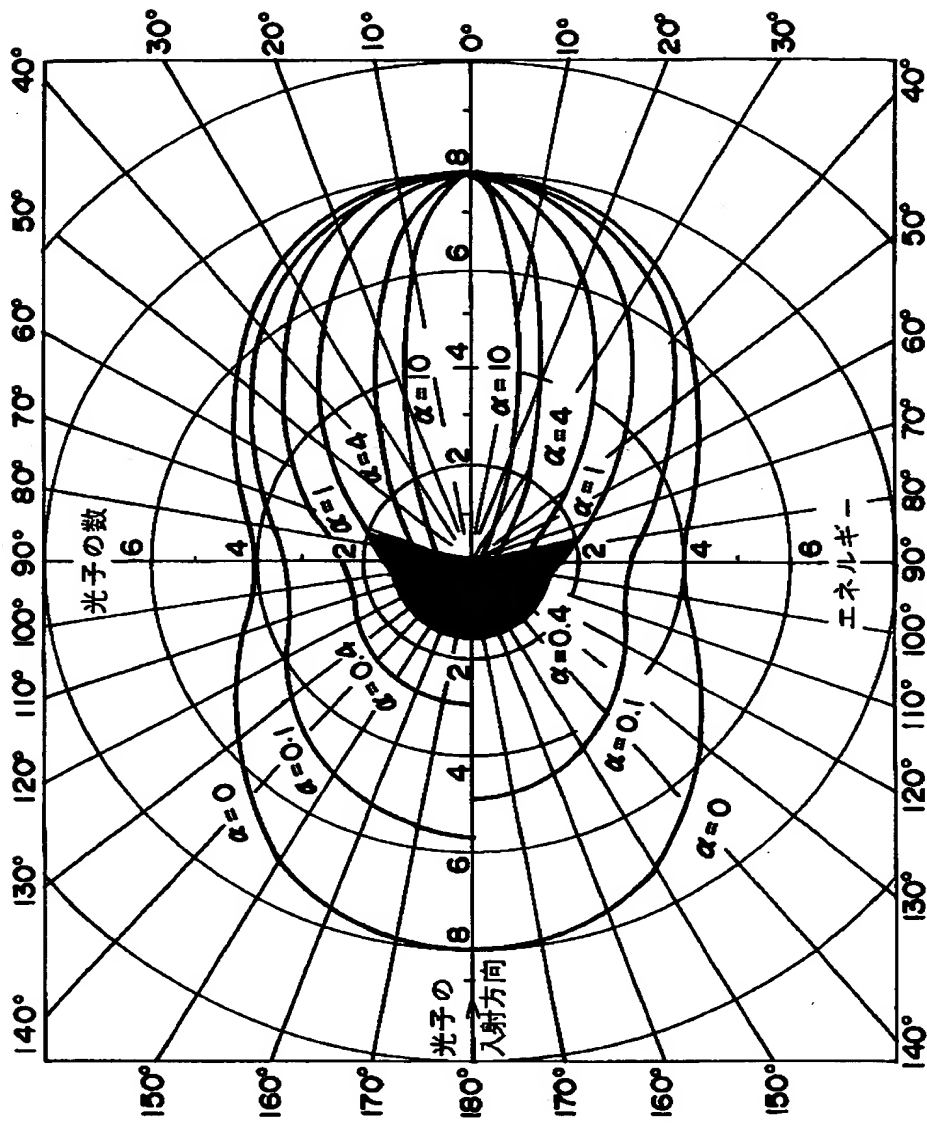
- P 被検体
- 1 0 コリメータ
- 2 0、3 0 半導体センサ
- 2 1、3 1 検出処理回路
- 4 0 信号処理回路
- 4 1 画像再構成回路
- 4 2 同時計数計測回路
- 4 3 入射位置計算回路
- 4 4 入射軌跡計算回路
- 4 5 表示ユニット
- 5 0、5 1 放射線半導体検出器

【書類名】 図面

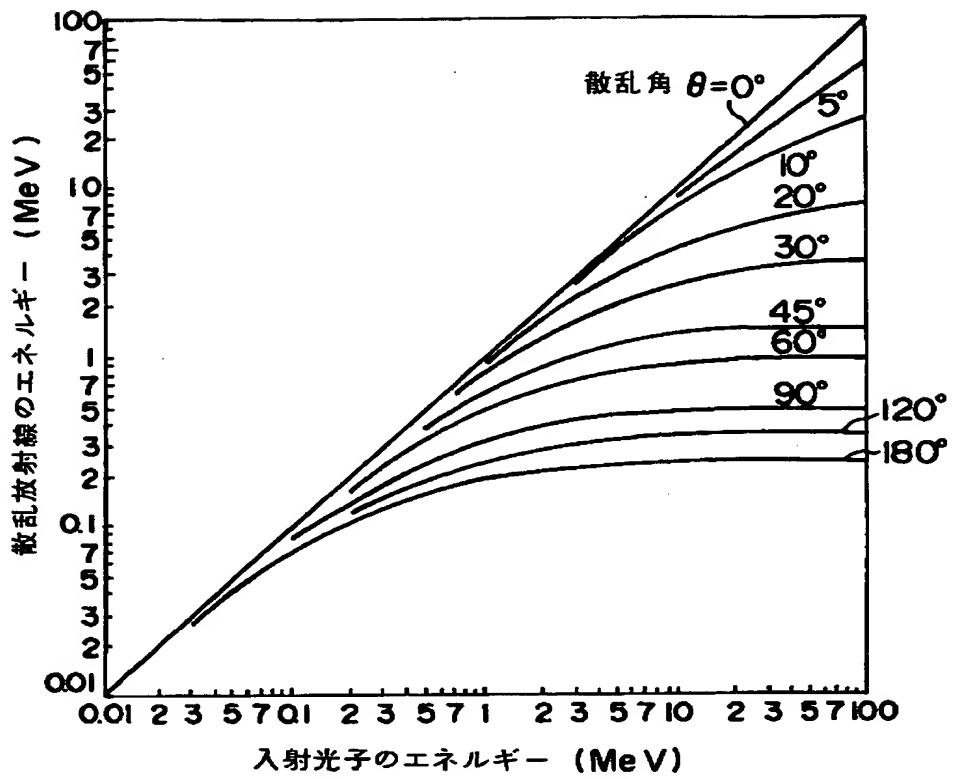
【図 1】



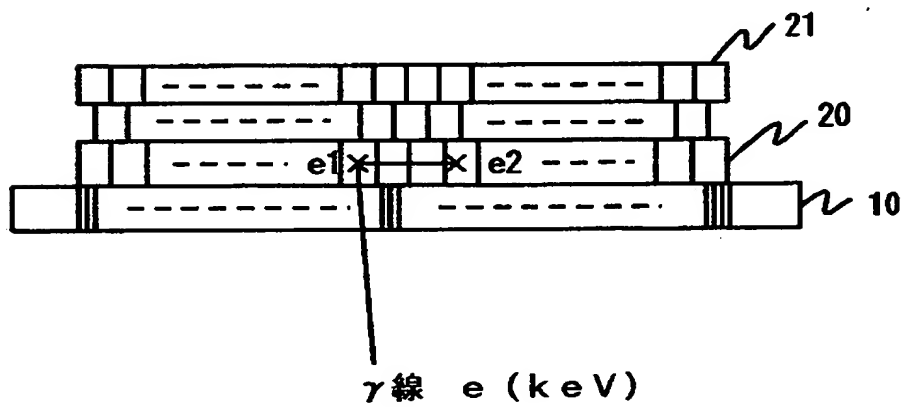
【図 2】



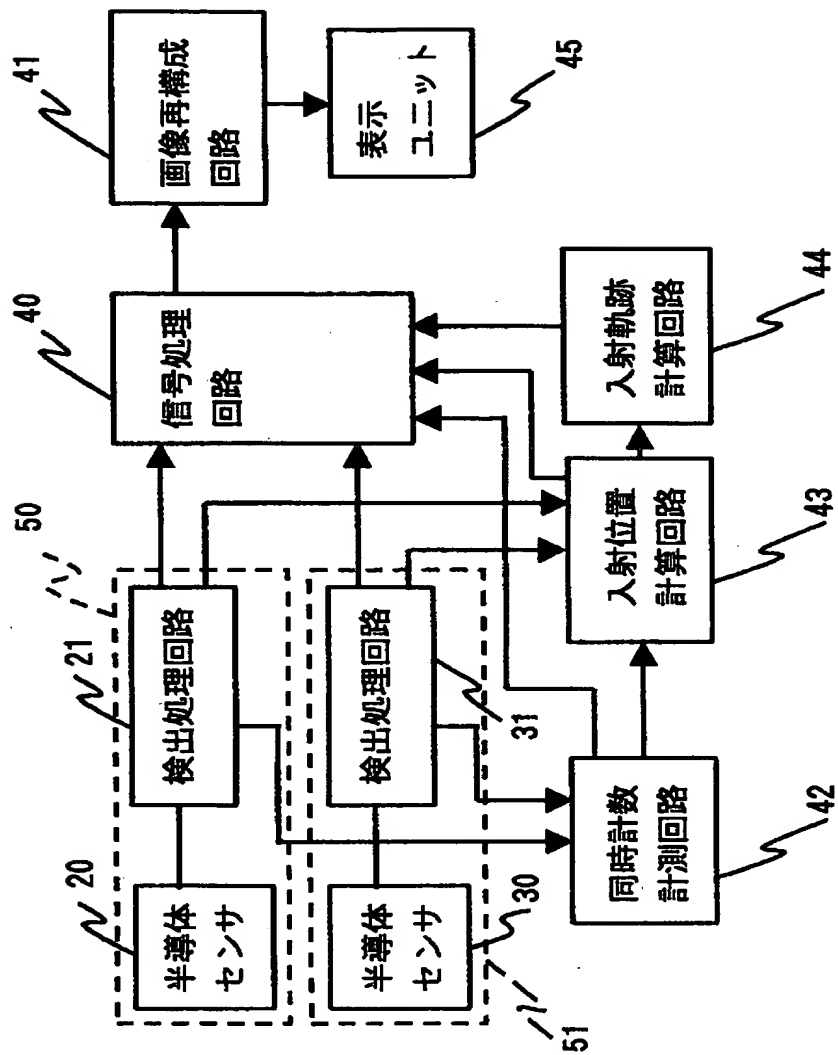
【図 3】



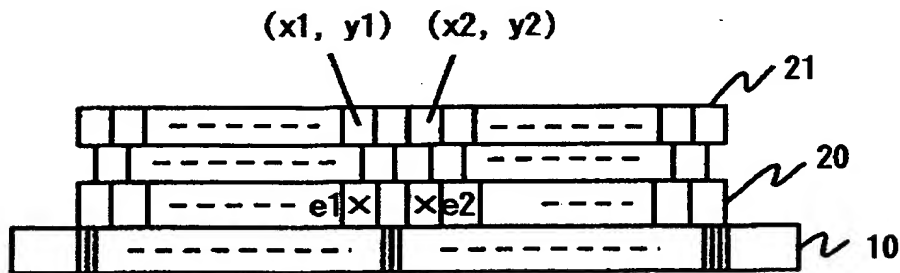
【図 4】



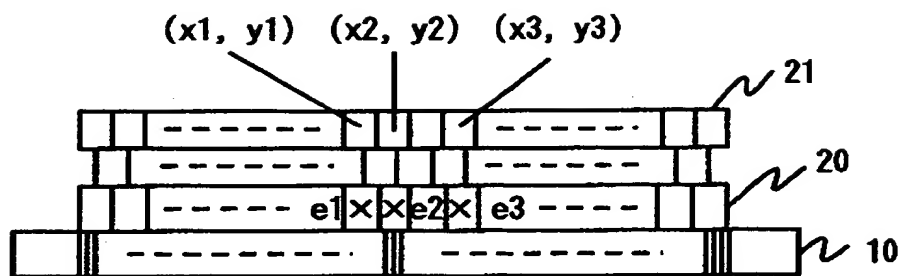
【図 5】



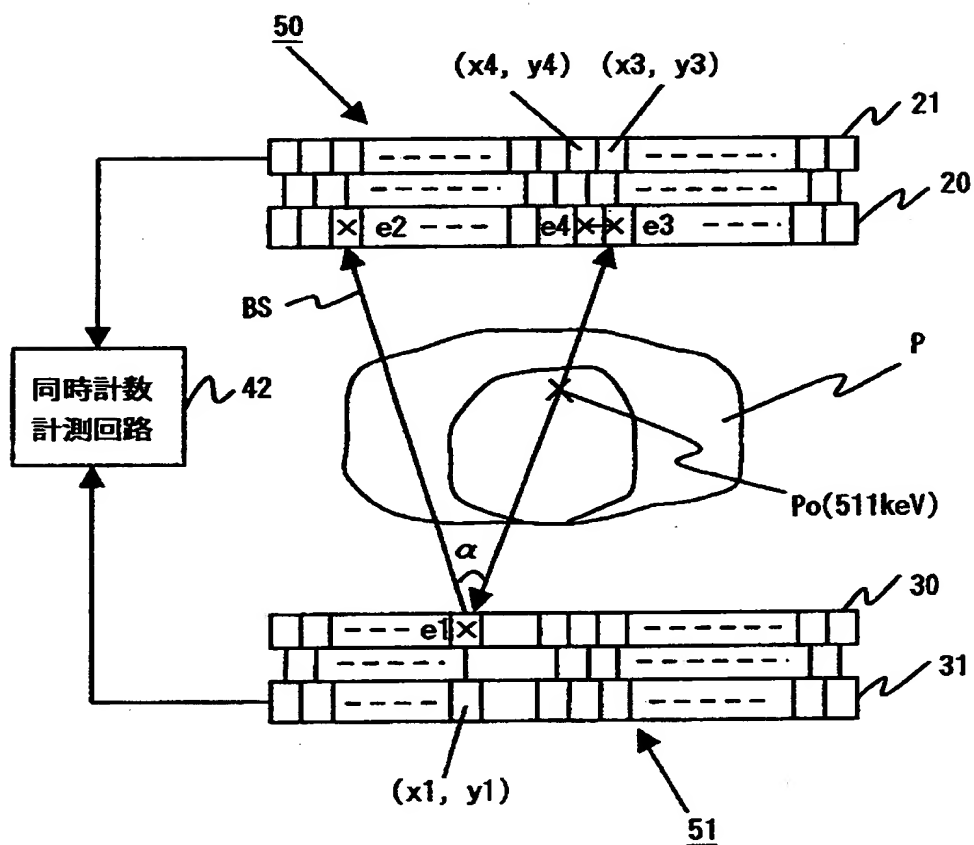
【図 6】



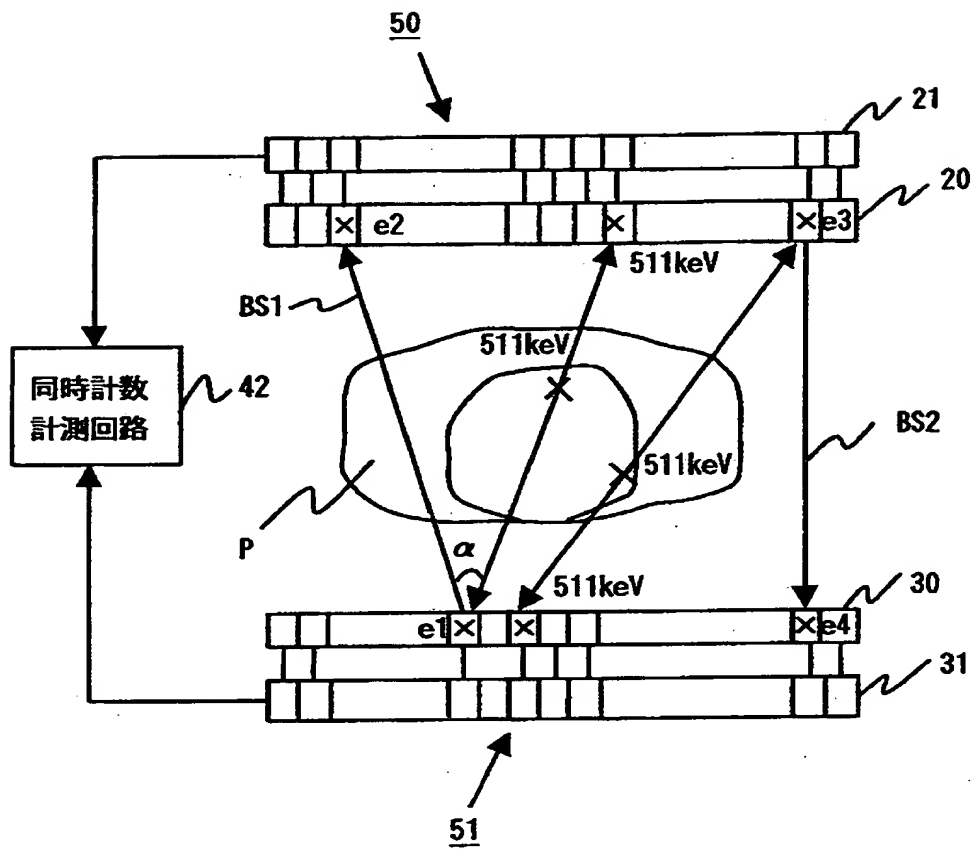
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明は、放射線検出器内でほぼ同時に複数のピクセルでエネルギーが検出された場合に所定のエネルギー弁別処理を行うことで、放射線の入射位置をより正確に計算でき、検出感度を向上可能な核医学診断装置および放射線検出器における放射線の入射位置計算方法を提供する。

【解決手段】 放射線半導体検出器に入射したガンマ線で 1 回の散乱と吸収が生じ、エネルギー e_1 および e_2 が 2 つの異なるピクセルでそれぞれ検出された場合、エネルギー e_1 、 e_2 の加算値を計算し、 $e_1 + e_2 > e + W$ または $e_1 + e_2 < e - W$ が満たされるかどうかを判断する。 $e - W \leq e_1 + e_2 \leq e + W$ である場合、入射したガンマ線のエネルギーに起因した事象に関連するとし、エネルギー e_1 と e_2 において散乱、吸収により確率的に最も高い飛程をモンテカルロシミュレーションなどで予め定め、その場合に最初に吸収された位置をガンマ線の入射位置と判断する。

【選択図】 図 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日	1990年 8月22日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名	株式会社東芝